

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-205273

(43)Date of publication of application : 09.08.1996

---

(51)Int.Cl. H04R 1/00

H01L 29/84

H04R 17/00

---

(21)Application number : 07-008766

(71)Applicant : MITSUBISHI ELECTRIC CORP

(22)Date of filing : 24.01.1995

(72)Inventor : MATSUURA TSUKASA

KAWADA KAORU

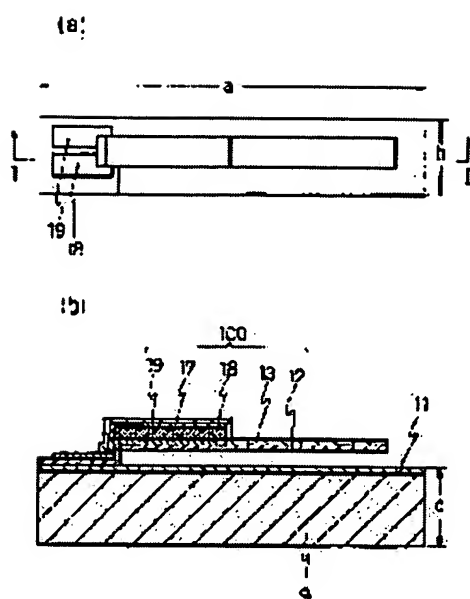
HYONO TADASHI

OKI YUKA

KURODA HIDEKAZU

---

(54) ELEMENT AND DEVICE FOR DETECTING BONE-CONDUCTION SOUND  
OSCILLATION



#### (57)Abstract:

**PURPOSE:** To provide a bone-conduction sound oscillation detector of high sensitivity by forming a substrate and a beam part with thin films to reduce the dimensions of the whole of elements and arranging plural elements in a casing.

**CONSTITUTION:** This detector consists of a substrate 9 made of an insulator, a semiconductor, or a conductor, insulating films 11 to 13 made of insulating material, the element part which is made of a piezoelectric body film 17 and detects the displacement or the acceleration of the beam, and a lower electrode 18 made of conductive material. Insulating films 12 and 13, an upper electrode 19, the piezoelectric body film 17, and the lower

electrode 18 constitute a cantilever beam part 100. When the beam part 100 oscillates, distortion is brought about in the piezoelectric body film 17, and a voltage is generated between the upper electrode 19 and the lower electrode 18. The oscillation or the acceleration of the beam part 100 is detected by detecting this voltage. In this example, dimensions of the substrate are set to  $a=3\text{mm}$ ,  $b=0.5\text{mm}$ , and  $c=0.4\text{mm}$ , and the thickness of the beam part 100 is set to  $5\mu\text{m}$ . The resonance frequency of the beam is about  $5\text{kHz}$ , and dimensions of the whole of elements are much reduced in comparison with those of conventional elements.

#### LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-205273

(43) 公開日 平成8年(1996)8月9日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 4 R 1/00	3 2 7			
H 0 1 L 29/84	A			
H 0 4 R 17/00				

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願平7-8766

(22) 出願日 平成7年(1995)1月24日

(71) 出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72) 発明者 松浦 司

尼崎市塚口本町八丁目1番1号 三菱電機株式会社材料デバイス研究所内

(72) 発明者 河田 薫

尼崎市塚口本町八丁目1番1号 三菱電機株式会社材料デバイス研究所内

(72) 発明者 表野 匡

尼崎市塚口本町八丁目1番1号 三菱電機株式会社材料デバイス研究所内

(74) 代理人 弁理士 高田 守 (外4名)

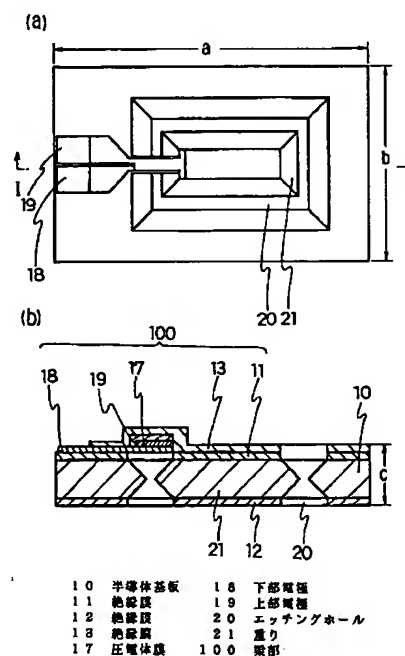
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨伝導音声振動検出素子および骨伝導音声振動検出装置

(57) 【要約】

【目的】 骨伝導による音声振動を検出するイヤホンマイクにおいて、その検出素子を小型化し、検出感度の高い装置をうることを目的とする。

【構成】 バルクの部材を接着により構成した従来の素子と異なり、保持基板は半導体、圧電素子はZnOまたはPZTなどの圧電材料の薄膜、梁は酸化シリコンまたは窒化シリコンなどの絶縁薄膜、重りは半導体基板材料または金属をメッキもしくは融解して形成し、素子全体の寸法を小さくした。また、従来は1つの装置は1個の検出素子で構成されていたが、2個以上の検出素子を保持し、接続した。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 基板と、該基板に少なくとも1カ所で接続された薄膜の梁部と、該梁部の変位または加速度を検出する素子部とからなることを特徴とする骨伝導音声振動検出素子。

【請求項2】 前記基板がSiの単結晶材料からなる請求項1記載の骨伝導音声振動検出素子。

【請求項3】 前記梁部上の少なくとも1カ所に重りを形成してなる請求項1記載の骨伝導音声振動検出素子。

【請求項4】 前記梁部の変位または加速度を検出する素子部が、金属または半導体の薄膜からなる請求項1記載の骨伝導音声振動検出素子。

【請求項5】 前記梁部の変位または加速度を検出する素子部が、圧電体膜からなる請求項1記載の骨伝導音声振動検出素子。

【請求項6】 前記重りは前記基板と同じ材料からなる請求項3記載の骨伝導音声振動検出素子。

【請求項7】 前記重りは金属を電解メッキまたは無電解メッキすることにより形成してなる請求項3記載の骨伝導音声振動検出素子。

【請求項8】 前記重りは前記金属を加熱溶融して形成してなる請求項3記載の骨伝導音声振動検出素子。

【請求項9】 請求項1、2、3、4、5、6、7または8記載の骨伝導音声振動検出素子を2個以上備えたことを特徴とする骨伝導音声振動検出装置。

【請求項10】 前記梁部の振動方向を互いにおおむね90度の角度をなすように前記骨伝導音声振動検出素子を配置した、請求項9記載の骨伝導音声振動検出装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は骨伝導イヤホンマイク（イヤマイク）に用いられる、骨伝導より外耳部分に伝達される音声振動を検出する素子に関する。

【0002】

【従来の技術】 図19に従来の骨伝導イヤホンマイクの構造を示す。これは特開昭58-88996号公報、発明の名称「骨導マイクロホン」として記載されている骨伝導イヤホンマイクであり、音声振動の加速度を検出する方式の素子を示す。この公報に記載されている実施例では、振動検出部分はセラミックの圧電素子108の板材で形成され、該圧電素子108には重り111が付加され、保持部材106に片持ち支持されている。音声振動が加わり、セラミック圧電素子108の板材が上下に変形すると電圧が誘起されるが、その電圧を出力端子109、110を通じて、後端114の増幅器で増幅することにより、加わった振動の加速度を計測する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 このような構成を有する音声検出装置は、人の可聴音を検出するのが目的であるため、検出周波数は可聴音の周波数をカバーすればよ

いのであるが、再生音の明瞭度を考慮すると5KHzまでの周波数を検出することが必要である。図19に示すように、加速度を検出する方式の素子では、その共振周波数は検出する最高の周波数にする必要がある。そこで共振周波数を5KHzとして実際に設計を行なうと、梁の厚さが200 $\mu$ m、重りの重さが2~3mgとすると梁の長さは5~6mm程度になり、保持部を加えると10mm近くにもなる。このため、かかる梁を含めた装置全体の長さは10mm以上を要することとなり、人の耳に装着するうえでは不都合な寸法となってしまう。一方、板厚を薄くすると共振周波数を同じにしたまま長さを短くできるが、200 $\mu$ m未満の板厚の材料はハンドリングおよびアセンブリをするうえで破壊しやすいため使いにくい。

【0004】 検出素子の長さが保持部を含めて10mmということは、つぎのような問題を生じる。第1の問題は、ケーシング（従来例では耳栓と称す）内に納めることのできる素子の数はせいぜい1個であるため、検出感度に限界があるということである。耳の外耳道の直径は数ミリなので、外側のケーシングの厚さを控除すると、実際に素子を保持できるケーシング内部の直径はたかだか2~3mm程度であり、当然素子の幅はそれ以下である必要がある。従来の素子では、バルク材料の加工技術およびアセンブリのである寸法の限界から考えると、梁の幅は1mm程度になり、このためケーシング内に納めることのできる素子の数は1個が限界であった。感度を上げるためには、素子を多数個形成して直列接続することが効果的であるが、前記理由により、従来の素子では実質的に不可能であった。

【0005】 第2の問題は従来の素子は細長いため、素子の長手方向が耳栓軸に対して並行になるような位置にしか素子を保持できないため、耳栓軸に垂直な方向の振動しか検出することしかできず、検出感度が小さくなることである。骨伝導による外耳道の振動は、耳栓軸に垂直な方向の振動だけではないため、感度を上げるためには、できるだけ多数の素子を種々の方向に向けて配置し、各方向からの振動を検出することが必要である。ただし、前述のごとくケーシング内部の直径はたかだか2~3mm程度であるため、任意の方向に素子を保持するためには素子の最大寸法を2mm以下にすることが必要である。

【0006】

【課題を解決するための手段】 本発明は前記問題を解決するためのもので、素子全体の寸法を小さくして、ケーシング中に複数個の素子を配置し、感度のよい骨伝導音声振動検出装置をうることを目的とする。

【0007】 本発明の請求項1にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、基板と、該基板に少なくとも1カ所で接続された薄膜の梁部と、該梁部の変位または加速度を検出する素子部を備えたものである。

【0008】本発明の請求項2にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、請求項1記載の発明において、基板をSiの単結晶材料で形成したものである。

【0009】本発明の請求項3にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、請求項1記載の発明において、梁部上の少なくとも1カ所に重りを設けたものである。

【0010】本発明の請求項3にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、請求項1記載の発明において、梁部の変位または加速度を検出する素子を金属または半導体の薄膜で形成したものである。

【0011】本発明の請求項5にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、請求項1記載の発明において、梁部の変位または加速度を検出する素子部を圧電体膜で形成したものである。

【0012】本発明の請求項6にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、請求項3記載の発明において、重りを基板と同じ材料で形成したものである。

【0013】本発明の請求項7にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、請求項3記載の発明において、重りを、金属を電解メッキまたは無電解メッキすることにより形成したものである。

【0014】本発明の請求項8にかかわる骨伝導音声振動検出素子は、請求項3記載の発明において、重りを金属を加熱溶融し形成したものである。

【0015】本発明の請求項9にかかわる骨伝導音声振動検出装置は、請求項1、2、3、4、5、6、7または8記載の骨伝導音声振動検出素子を2個以上備えたものである。

【0016】本発明の請求項10にかかわる骨伝導音声振動検出装置は、請求項9記載の発明において、梁部の振動方向を互いにおおむね90度の角度をなすように、素子を配置したものである。

【0017】

【作用】請求項1に記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、基板と、梁部とを薄膜で形成したことにより、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0018】また、請求項2記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、請求項1に加えて、基板をSiの単結晶材料で形成したので、その作製が容易で、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0019】また、請求項3記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、請求項1に加えて、梁部上に重りを形成したことにより、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0020】また、請求項4記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、請求項1に加えて、梁部の変位または加速度を検出する素子部を金属または半導体の薄膜で形成したので、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0021】また、請求項5記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、請求項1に加えて、梁部の変位また

は加速度を検出する素子部を圧電体膜で形成したので、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0022】また、請求項6記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、請求項1に加えて、重りを基板と同じ材料で形成したので、重りの形成が容易であり、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0023】また、請求項7記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、請求項1に加えて、重りを、金属を電解メッキまたは無電解メッキすることにより形成したので、重りの形成が容易であり、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0024】また、請求項8記載の発明による骨伝導音声振動検出素子は、請求項1に加えて、重りを金属の加熱溶融で形成したので、重りの形成が容易であり、素子全体の寸法を非常に小さくできる。

【0025】また、請求項9記載の発明による骨伝導音声振動検出装置は、請求項1、2、3、4、5、6、7または8記載の骨伝導音声振動検出素子を2個以上備えたので、感度を大きくできる。

【0026】また、請求項10記載の発明による骨伝導音声振動検出装置は、請求項9に加えて、梁部の振動方向を、互いにおおむね90度の角度をなすように骨伝導音声振動検出素子を配置したので、感度を大きくできる。

【0027】

【実施例】

【実施例1】図1は、本発明の実施例1による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図と断面図である。9は絶縁体、半導体、導体のいずれかの材料からなる基板、11、12、13は絶縁性材料からなる絶縁膜、17は圧電体膜からなる梁の変位または加速度を検出する素子部、19は導電性材料からなる上部電極、18は導電性材料からなる下部電極である。12、13、19、17、18で片持ちの梁部100を構成している。梁部100が振動すると圧電体膜17に歪みが生じ、上部電極19と下部電極18とのあいだに電圧が生じる。この電圧を検出することにより梁部100の振動または加速度を検出する。

【0028】本実施例では、基板の寸法を $a = 3 \text{ mm}$ 、 $b = 0.5 \text{ mm}$ 、 $c = 0.4 \text{ mm}$ とし、梁部100の厚さ $5 \mu\text{m}$ とした。梁の共振周波数は約 $5 \text{ KHz}$ であり、従来の素子に比較して全体の寸法は非常に小さくできる。

【0029】以下、このような構成の骨伝導音声振動検出素子の製法について述べる。図2は実施例1にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図である。図2において(a)では厚さ $400 \mu\text{m}$ のセラミック基板(たとえばアルミナなど)あるいは半導体基板の表面に、窒化シリコン、酸化シリコン、 $\text{Ta}_2\text{O}_5$ などの絶縁膜11をスパッタなどで約 $1 \mu\text{m}$ 成膜し、その

上に多結晶シリコンなどからなる犠牲層120を数 $\mu\text{m}$ 成膜し、その上に絶縁膜12を0.2 $\mu\text{m}$ 程度成膜する。(b)では白金などの材料からなる下部電極18を約0.3 $\mu\text{m}$ 成膜し、そのうちZnO(酸化亜鉛)、PbTiO<sub>3</sub>(チタン酸鉛)、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)などの圧電体膜17を3~4 $\mu\text{m}$ 、白金などの材料からなる上部電極19を約0.3 $\mu\text{m}$ 、それぞれ成膜しパターニングし、さらに絶縁膜13を約1 $\mu\text{m}$ 成膜する。(c) KOH(水酸化カリウム溶液)、TMAH(テトラメチル・アンモニウム・ヒドロキサイド)などのアルカリ溶液で犠牲層120をエッチングして梁部100を形成する。そののち図示していないが、ダイシングなどで素子を切断し1個ずつ切り離す。

【0030】なお、基板9にSi半導体基板を使用したばあい、基板表面に不純物をドーブさせ、または、表面を酸化させることにより、絶縁膜を11を形成してもよい。また、120の犠牲層は多結晶シリコンに限らず、エッチングの際に絶縁膜11、12、13に比べてエッチングレートが充分高い材料であればよい。

【0031】【実施例2】図3は、本発明の実施例2による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図と断面図である。本実施例は梁部の変位または加速度を検出する素子部に、金属または半導体の薄膜で形成した歪みゲージを用いたことが特徴である。9は絶縁体、半導体、導体のいずれかの材料からなる基板、11、12、13は絶縁性材料からなる絶縁膜、31は金属または半導体の薄膜からなる歪みゲージ、30は導電性材料からなる電極である。12、13、31、30の一部で片持ちの梁部100を構成している。梁部100が振動すると歪みゲージ31に歪みが生じ、抵抗値が変化する。電極にブリッジ回路などを接続し、抵抗値の変化を検出することにより梁部100の振動または加速度を検出する。

【0032】本実施例では、実施例1と同様に、基板の寸法 $a=3\text{mm}$ 、 $b=0.5\text{mm}$ 、 $c=0.4\text{mm}$ とし、梁部100の厚さ5 $\mu\text{m}$ とした。梁の共振周波数は約5KHzであり、従来の素子に比較して全体の寸法は非常に小さくできる。

【0033】【実施例3】図4は、本発明の実施例3による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図と断面図である。本実施例は梁部の変位または加速度を検出する素子部に、金属の薄膜でコンデンサを形成したことが特徴である。9は絶縁体、半導体、導体のいずれかの材料からなる基板、11、12は絶縁性材料からなる絶縁膜、30は導電性材料からなる電極である。12と30の一部で片持ちの梁部100を構成している。梁部100が振動すると、上下の電極間の距離が変化する。電極30に適当な回路を接続し、電極間の静電容量を変化を検出することにより梁部100の振動または加速度を検出する。

【0034】本実施例では、実施例1、2と同様に基板

の寸法を $a=3\text{mm}$ 、 $b=0.5\text{mm}$ 、 $c=0.4\text{mm}$ とし、梁部100の厚さ5 $\mu\text{m}$ とした。梁の共振周波数は約5KHzであり、従来の素子に比較して全体の寸法は非常に小さくできる。

【0035】【実施例4】図5は、本発明の実施例4にかかわる骨伝導音声振動検出素子を示す平面図と断面図である。本実施例は基板にSiの単結晶材料を用いたことが特徴である。10はSi単結晶からなる半導体基板、11、12、13は絶縁性材料からなる絶縁膜、17は圧電体膜からなる、梁の変位または加速度を検出する素子部、19は導電性材料からなる上部電極、18は導電性材料からなる下部電極である。11、13、17、18、19で片持ちの梁部100を構成している。梁部100が振動すると圧電体膜17に歪みが生じ、上部電極19と下部電極18間に電圧が生じる。この電圧を検出することにより梁部100の振動または加速度を検出する。

【0036】本実施例では、実施例1、2、3と同様に基板の寸法を $a=3\text{mm}$ 、 $b=0.5\text{mm}$ 、 $c=0.4\text{mm}$ とし、梁部100の厚さを5 $\mu\text{m}$ とした。梁の共振周波数は約5KHzであり、従来の素子に比較して全体の寸法は非常に小さくできる。

【0037】図6は実施例4にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図である。図6において、(a)では厚さ400 $\mu\text{m}$ のSi単結晶からなる半導体基板10の表面および裏面に、窒化シリコン、酸化シリコン、Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub>などの絶縁膜11、12をスパッタなどで約1 $\mu\text{m}$ 成膜する。(b)では白金などの材料からなる下部電極18を約0.3 $\mu\text{m}$ 成膜し、そのうちZnO(酸化亜鉛)、PbTiO<sub>3</sub>(チタン酸鉛)、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)などの圧電体膜17を3~4 $\mu\text{m}$ 、その上に白金などの材料からなる上部電極19を約0.3 $\mu\text{m}$ 、それぞれ成膜し、パターニングし、さらに絶縁膜13を約1 $\mu\text{m}$ 成膜する。(c)ではイオンビームエッチングなどの方法でSi表面に達するエッチングホール20を形成する。ついで、KOH(水酸化カリウム溶液)、TMAH(テトラメチル・アンモニウム・ヒドロキサイド)などのアルカリ溶液で異方性エッチングし、梁部100を形成する。そののち図示していないが、ダイシングなどで素子を切断して1個ずつ切り離す。

【0038】なお、基板9の表面に絶縁膜11をスパッタなどで成膜するかわりに、半導体基板10の表面に不純物をドーブしたり、表面を酸化させることにより、絶縁膜11を形成してもよい。

【0039】【実施例5】図7は、本発明の実施例5による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図と断面図である。本実施例は、梁部上に重りを形成したことを特徴とする。また、重りの材料は基板と同じ材料である。

【0040】10はSi単結晶からなる半導体基板、1

1、12、13は絶縁性材料からなる絶縁膜、17は梁の変位または加速度を検出する圧電体膜、19は導電性材料からなる上部電極、18は導電性材料からなる下部電極、21は重り、20はエッチングホールである。11、13、17、18、19で片持ちの梁部100を構成している。梁100が振動すると圧電体膜17に歪みが生じ、上部電極19と下部電極18間に電圧が生じる。この電圧を検出することにより梁100の振動または加速度を検出する。本実施例では、共振周波数が5 KHzとなるように設計製作を行った。梁部100の厚さは約5  $\mu$ m、重り部の質量は約0.0025 mgであるが、寸法はa=1.1 mm、b=0.7 mmである。重りを設けることにより梁の長さを短くでき、素子の小型化に有利である。また、半導体基板をエッチングすることにより重りを形成するため、重りを容易に精度よく形成できる。

【0041】図8は実施例5にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図である。図8において、(a)では厚さ200  $\mu$ m、表面が(100)面であるSi単結晶からなる半導体基板10の両面に、窒化シリコン、酸化シリコン、 $Ta_2O_5$ などの絶縁膜11、12をスパッタなどで約0.2  $\mu$ m成膜し、その上に白金などの材料からなる下部電極18を約0.3  $\mu$ m成膜し、パターニングする。(b)では下部電極18上にZnO(酸化亜鉛)、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)などの圧電体膜17を3~4  $\mu$ m、白金などの材料からなる上部電極19を約0.3  $\mu$ m、それぞれ成膜し、パターニングする。すなわち圧電体膜17は上部電極19と下部電極18で挟まれるようにする。(c)では絶縁膜13を約0.2  $\mu$ m成膜する。成膜後、絶縁膜13をイオンビームエッチングなどにより、一部エッチングし上部電極19と下部電極18の表面を露出させ配線端子とする。(d)ではイオンビームエッチングなどにより、絶縁膜11、12、13上にエッチングホールを形成する。(e)ではエッチングホール20より、KOH(水酸化カリウム溶液)、TMAH(テトラメチル・アンモニウム・ヒドロキシド)などのアルカリ溶液で、半導体基板10を異方性エッチングし、重り21を形成する。そののち図示していないが、ダイシングなどで素子を切断し1個ずつ切り離す。

【0042】なお、半導体基板表面に不純物をドーピングしたり、表面を酸化させることにより、絶縁膜11を形成してもよい。

【0043】[実施例6]図9は、本発明の実施例6による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図である。本実施例は薄膜の梁部を基板2カ所で接続したことを特徴とする。

【0044】10はSi単結晶の半導体基板、13は絶縁性材料からなる絶縁膜、19は導電性材料からなる上部電極、18は導電性材料からなる下部電極、21は重

り、20はエッチングホールである。

【0045】本実施例において、梁部を半導体基板10に2カ所で接続したが、このように梁部を複数個設け複数カ所で接続すると、梁部が振動する際、(110)方向を軸とする梁のねじれ剛性が高くなるため、梁部の強度が高くなるという利点がある。

【0046】[実施例7]図10は、本発明の実施例7による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図である。本発明は梁を複数個配置して接続したもので、全体の大きさをそれほど大きくすることなく感度を上げることができることが特徴である。

【0047】10はSi単結晶の半導体基板、13は絶縁性材料からなる絶縁膜、19は導電性材料からなる上部電極、18は導電性材料からなる下部電極、21は重り、20はエッチングホールである。梁の変位または加速度を検出する素子には圧電体膜を用いて、隣り合う上部電極18と下部電極19が重なるように成膜し、両端の上部電極18(a)と下部電極19(a)から電圧を取り出す。これにより、梁部が1つのばあいの約4倍の出力電圧をうることができる。このような複数の梁を形成するばあいにも図2で示した製法で一括して製造できる。

【0048】本実施例ではa、bの寸法はたかだかa=1.5 mm、b=1.6 mmであり、従来の骨伝導音声振動検出素子に比較して非常に小さくできる。また実施例では、重り21の大きさが4つとも異なり、上から順に共振周波数が3.5 KHz、4.0 KHz、5.0 KHzのモデルとしたが、全て同じ大きさ、すなわち同じ共振周波数のものでもかまわない。

【0049】[実施例8]図11は、本発明の実施例8による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図と断面図である。本発明は重りを金属の電解メッキあるいは無電解メッキにより形成することを特徴とする。

【0050】図において、半導体基板10はSiの単結晶基板であり、この半導体基板10に、絶縁膜11と13と圧電体膜17とからなる梁部100が1カ所で接続され、片持ち梁を形成している。梁部100の先端の上部に金属、たとえば銅からなる重り21が設けられている。本実施例では、共振周波数が5 KHzとなるように設計製作を行ったばあい、梁部100の厚さを約5  $\mu$ m、重りの質量を約0.0025 mgとして、寸法は約a=0.8 mm、b=0.35 mm、c=400  $\mu$ mであり、実施例5に比較してさらに小さくできる。これは、梁部100と半導体基板10の隙間を実施例5より小さくとれるためである。

【0051】図12は実施例8にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図である。図12において、(a)では厚さ400  $\mu$ m、表面が(100)面であるSi単結晶からなる半導体基板10の両面に、窒化シリコン、酸化シリコン、 $Ta_2O_5$ などの絶



縁膜11、12をスパッタなどで約0.2 $\mu$ m成膜し、その上に白金などの材料からなる下部電極18を約0.3 $\mu$ m成膜し、パターニングする。(b)では下部電極18上にZnO(酸化亜鉛)、PbTiO<sub>3</sub>(チタン酸鉛)、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)などの圧電体膜17を3~4 $\mu$ m、その上に白金などの材料からなる上部電極19を約0.3 $\mu$ m、それぞれ成膜しパターニングする。すなわち圧電体膜17は上部電極19と下部電極18で挟まれるようにする。(c)では絶縁膜13を約0.2 $\mu$ m成膜する。成膜ののち、絶縁膜13をイオンビームエッチングなどにより一部をエッチングし、上部電極19と下部電極18の表面を露出させ、配線端子とする。また、絶縁膜13上に金属薄膜14を成膜する。この金属薄膜14は、工程6のメッキの下地膜となる。(d)ではイオンビームエッチングなどにより、絶縁膜11、12、13上にエッチングホールを開ける。(e)ではエッチングホール20より、KOH(水酸化カリウム溶液)、TMAH(テトラメチル・アンモニウム・ヒドロキシド)などのアルカリ溶液で半導体基板10を異方性エッチングし、絶縁膜11、13、上部電極19、下部電極18、圧電体膜17、金属薄膜14からなる梁部100を形成する。(f)では、電解メッキ、無電解メッキなどの方法で重りを形成する。たとえば銅を電解メッキで形成するばあいには、銅板と素子を硫酸銅溶液中に浸し、外部電源により銅板をアノード、金属薄膜14をカソードとなるように電位を加えることにより、金属薄膜14上に銅が成長し、重り21が形成されていく。重り21の体積は流れた電気量により制御する。そののち図示していないが、Si単結晶からなる半導体基板10をダイシング装置などで切断し、1個ずつ切り離す。なお工程(e)と(f)は順序が逆になってもかまわない。すなわち、重り21を先に形成し、そののち、半導体基板10のエッチングを行ってもかまわない。

【0052】本実施例によれば、重り21を銅のメッキにより形成するため、半導体基板10の一部をエッチングで残す必要がないため、梁部100と半導体基板10の隙間を小さくできるので、さらに小型化が可能であり、有利である。なお、本実施例では重りの金属に銅を使用した。が、ニッケルやクロム、亜鉛、錫、鉛、金、銀などメッキのできる金属であればよい。また、ニッケル、コバルト、銅、金、銀、錫などの金属の無電解メッキ法を使用してもかまわない。

【0053】[実施例9] 実施例9は、重り21をアルミ、金、はんだ(鉛錫合金)などの金属を加熱溶解して形成する製法がその特徴である。本実施例の最終的な形状は図11と同じであるが、その製法は図12とは異なる。図13に実施例9にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す。(a)では厚さ400 $\mu$ m、表面が(100)面であるSi単結晶からなる半導体基

板10の両面に、窒化シリコン、酸化シリコン、Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub>などの絶縁膜11、12をスパッタなどで約0.2 $\mu$ m成膜し、その上に白金などの材料からなる下部電極18を約0.3 $\mu$ m成膜し、パターニングする。(b)では下部電極18上にZnO(酸化亜鉛)、PbTiO<sub>3</sub>(チタン酸鉛)、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)などの圧電体膜17を3~4 $\mu$ m、その上に白金などの材料からなる上部電極19を約0.3 $\mu$ m、それぞれ成膜し、パターニングする。(c)では絶縁膜13を約0.2 $\mu$ m成膜し、そののち、絶縁膜13をイオンビームエッチングなどにより一部をエッチングし、上部電極19と下部電極18の表面を露出させ、配線端子とする。また、絶縁膜13上に金属薄膜14を成膜する。本実施例では重り21にアルミ、金、はんだ(鉛錫合金)などの金属材料を使用し、金属薄膜14はその下地とするため、重り21と同じ材料の薄膜とすることが望ましい。(d)ではイオンビームエッチングなどにより、絶縁膜11、12、13上にエッチングホールを開ける。

(e)は、ボンディング装置を用いて、アルミ線または金線を金属薄膜14上にボンディングする工程である。ボンディング装置は、超音波と熱の両方をアルミ線または金線に加えることができるものを用いる。超音波によりアルミ線または金線を金属薄膜14上に固着したのち、熱を加えてアルミ線または金線を溶解し、半球に形成する。(f)では、エッチングホール20より、KOH(水酸化カリウム溶液)、TMAH(テトラメチル・アンモニウム・ヒドロキシド)などのアルカリ溶液で半導体基板10を異方性エッチングし、梁部100を形成する。そののち図示していないが、Si単結晶からなる半導体基板10をダイシング装置などで素子を切断し、1個ずつ切り離す。

【0054】なお(e)の工程において、ボンディング装置を用いずに小型のハンダごてを用い、ハンダを直接溶解して金属薄膜14上に形成してもよい。

【0055】本実施例によれば、金属をボンディング装置にて固着・溶解、またはハンダを直接溶解させて重り21を形成するため、実施例8よりもさらに重り形成が簡単であり、作製時間が短くなる点が有利である。

【0056】[実施例10] 図14は、本発明の実施例6による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図と断面図である。図において、半導体基板10はSiの単結晶基板であり、この半導体基板10に、絶縁膜11と13と圧電体膜17とからなる梁部100が1カ所で接続され、片持ち梁を形成している。梁部100の先端の上部に金属からなる重り21が設けられている。本図が実施例4、5と異なる点は、エッチングを表面のみから行う点である。梁部100の下空隙33は数 $\mu$ m程度あれば充分であるため、エッチング時間は実施例1の数十分の1で済み、製作時間は短くなる効果がある。また、重り21を、半導体基板の一部を残すことで構成するので

11

はなく、金属で形成するので半導体基板10の厚さはいくらでもよく、ウエハのハンドリングの障害がない程度まで薄くできる。たとえば直径3インチの基板ならば200 $\mu$ m程度まで薄いものを使用できる。すなわち寸法cをさらに200 $\mu$ m程度まで小さくできるので、小型化に有利である。

【0057】[実施例11] 図15は、本発明の実施例11による骨伝導音声振動検出素子を示す断面図である。図において、半導体基板10はSiからなる単結晶基板であり、この半導体基板10に、絶縁膜11と13と圧電体膜17とからなる梁部100が1カ所で接続され、片持ち梁を形成している。梁部100の先端の下部に金属からなる重り21が設けられている。本実施例の製法を図16に示す。

【0058】図16は図12とはほぼ同様の製作手順となるが、梁部100の先端の下部に重り21を形成するため、金属薄膜14を(b)の時点で形成し、(e)における半導体基板10のエッチング工程で、梁部表面に露出するようにする。工程(f)において、梁部100の先端の下部に金属をメッキ、あるいは融着し、重り21を形成する。工程(g)は図示していないが、ダイシングなどで素子を1個ずつ切り離す。

【0059】本実施例によれば、金属の重り21を梁部100の下側に形成するため、重りが基板の上に盛り上がらないので、素子の厚さを薄くすることができ、小型化に有利である。また、半導体よりも比重の大きい金属を重りに使用しているため、小さな体積で重りを形成でき、素子の厚さを薄くすることができる。

【0060】[実施例12] 図17は、本発明の実施例12による骨伝導音声振動検出素子を示す断面図である。本実施例は、骨伝導音声振動検出素子を2個以上備えたことが特徴である。図において、50は骨伝導音声振動検出素子を保持する保持板、51はケーシング、52はアンプ、53は信号線、54は送受話器である。図のように、たとえば3個の素子を備えたばあい、素子からの信号を直列に接続することにより、素子1個のばあいの3倍の出力をうることができる。ケーシング51の内径は2~3mmであるが、本発明の素子を用いることにより、複数の素子を備えた骨伝導音声検出装置をうることができる。なお、本実施例では素子は梁部の振動方向をケーシングの軸方向に合わせたが、ケーシングの軸に垂直の方向でもよく、とくに規定するものではない。

【0061】もちろん、複数の素子のうちの何個ずつかを2または3の異なる方向に合わせることも可能である。

【0062】[実施例13] 図18、図19は本発明による骨伝導音声振動検出装置を示す斜視図および断面図である。図18は、本実施例の骨伝導音声振動検出装置中の素子の構成を示す斜視図である。本実施例では素子を3個用い、半導体基板を10a、10b、10c、梁

12

部を13a、13b、13cとし、梁部の振動方向が互いに90度をなすように、各素子を保持板50に接着した。本実施例で使用した素子の大きさは1.5mm角であり、保持板50の厚さが0.5mmなので、3個の素子を図のように構成すると全体の大きさは2mm立方におさまった。図19は図18に示した素子を用いた骨伝導音声振動検出装置を示す断面図である。半導体基板10と保持板50からなる素子部は、ケーシング51中におさまられている。ケーシング51内部にはアンプ52が設けられ、素子部からの信号を増幅する。増幅された信号は、信号線53を通じて送受話器54に送られる仕組みである。ケーシングの肉厚は0.8mmとしたので、ケーシング51の内径2.8mm、外径は4.4mmである。装置使用の際はケーシングを図示する方向で外耳道へ挿入する。

【0063】本実施例によれば、梁部の振動方向が互いに90度をなすように、3つの素子を保持したので、全方向からの骨伝導音声振動を検出でき、感度が非常によくなる。また、それぞれの素子にアンプを設けて、各振動方向の増幅度を調節することにより、個人の骨伝導音声特性に合わせた入力信号の加工ができる。また、保持板50を含めた素子の寸法を2mm立方におさめることができるので、ケーシングの外径も数mm以内におさまり、使用中に不快感を感じることはない。

【0064】

【発明の効果】以上のように、請求項1の発明によれば、基板と、該基板に少なくとも1カ所で接続された薄膜の梁部と、梁部の変位または加速度を検出する素子部を備えたことにより、全体の寸法が非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0065】また、請求項2の発明によれば、請求項1記載の発明において、基板をSiからなる単結晶材料にしたことにより、その作製が容易で、全体の寸法も非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0066】また、請求項3記載の発明によれば、請求項1記載の発明において、梁部上の少なくとも1カ所に重りを形成したことにより、全体の寸法が非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0067】また、請求項4記載の発明によれば、請求項1記載の発明において、梁部の変位または加速度を検出する素子部を金属または半導体の薄膜で形成したことにより、全体の寸法が非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0068】また、請求項5記載の発明によれば、請求項1記載の発明において、梁部の変位または加速度を検出する素子部を圧電体膜で形成したことにより、全体の寸法が非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0069】また、請求項6記載の発明によれば、請求項1記載の発明において、重りを基板と同じ材料で形成したことにより、その作製が容易で、全体の寸法が非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0070】また、請求項7記載の発明によれば、請求項3記載の発明において、重りを金属を電解メッキあるいは無電解メッキすることにより形成したことにより、その作製が容易で、全体の寸法が非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0071】また、請求項8記載の発明によれば、請求項3記載の発明において、重りを金属の加熱溶解で形成することにより、作製が容易で、全体の寸法が非常に小さい骨伝導音声振動検出素子をうることができる効果がある。

【0072】また、請求項9記載の発明によれば、請求項1から8記載の発明の骨伝導音声検出素子を2個以上備えたので、感度が高い骨伝導音声振動検出装置をうることができる効果がある。

【0073】また、請求項10記載の発明によれば、請求項9記載の発明において、梁部の振動方向が互いにおおむね90度の角度をなすように骨伝導音声検出素子を配置したので、感度が高い骨伝導音声振動検出装置をうることができる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施例1による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図とI-I断面図である。

【図2】 実施例1にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図（I-I断面）である。

【図3】 本発明の実施例2による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図とI-I断面図と歪みゲージの概略平面図である。

【図4】 本発明の実施例3による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図とI-I断面図である。

【図5】 本発明の実施例4による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図とI-I断面図である。

【図6】 実施例4にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図（I-I断面）である。

【図7】 本発明の実施例5による骨伝導音声振動検出

素子を示す平面図とI-I断面図である。

【図8】 実施例5にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図（I-I断面）である。

【図9】 本発明の実施例6による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図である。

【図10】 本発明の実施例7による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図である。

【図11】 本発明の実施例8による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図とI-I断面図である。

10 【図12】 実施例8にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図（I-I断面）である。

【図13】 実施例9にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図（I-I断面）である。

【図14】 本発明の実施例10による骨伝導音声振動検出素子を示す平面図とI-I断面図である。

【図15】 本発明の実施例11による骨伝導音声振動検出素子を示す断面図（I-I断面）である。

【図16】 実施例11にかかわる骨伝導音声振動検出素子の製法を工程順に示す断面図（I-I断面）であ

20 る。  
【図17】 本発明の実施例12による骨伝導音声振動検出素子を示すI-I断面図である。

【図18】 本発明の実施例13による骨伝導音声振動検出素子を示す斜視図である。

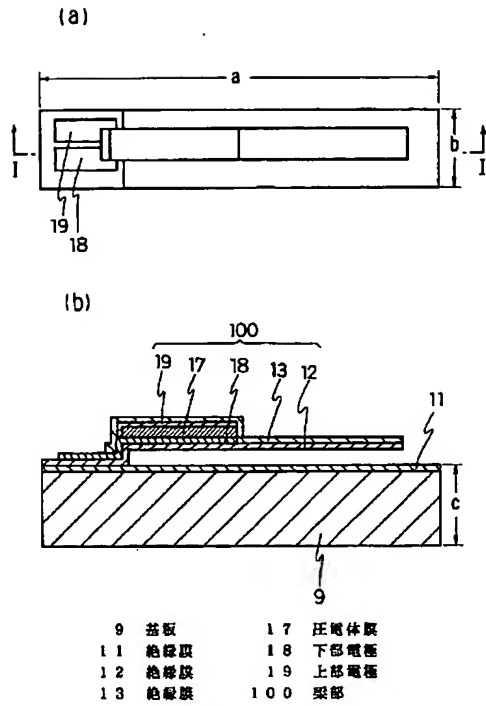
【図19】 本発明の実施例13による骨伝導音声振動検出素子を用いた骨伝導音声振動検出装置を示す断面図である。

【図20】 従来の骨伝導音声振動検出素子を示す断面図である。

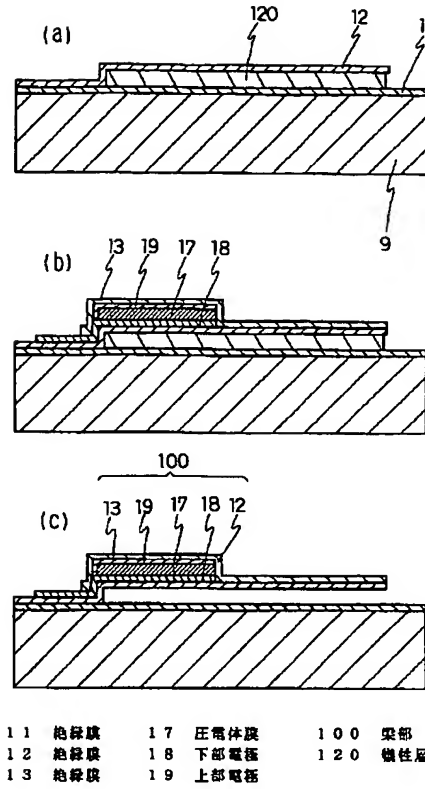
30 【符号の説明】

9 基板、10 半導体基板、11 絶縁体層、12 絶縁体層、13 絶縁体層、14 金属薄膜、17 圧電体膜、18 下部電極、19 上部電極、20 エッチングホール、21 重り、30 電極、31 歪みゲージ、33 空隙、50 保持板、51 ケーシング、52 アンブ、53 信号線、54 送受話器、100 梁部、106 保持部材、108 セラミック圧電素子、109 出力端子、110 出力端子、111 重り、114 増幅器、120 犠牲層。

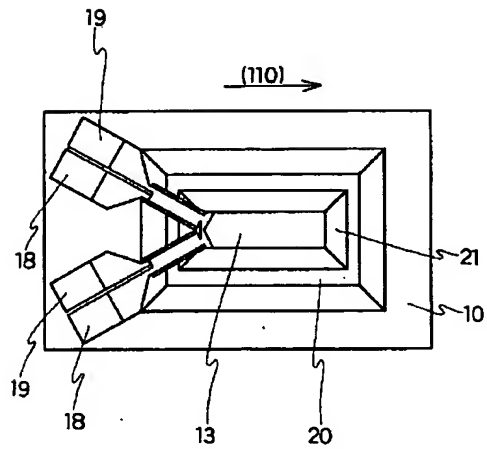
【図1】



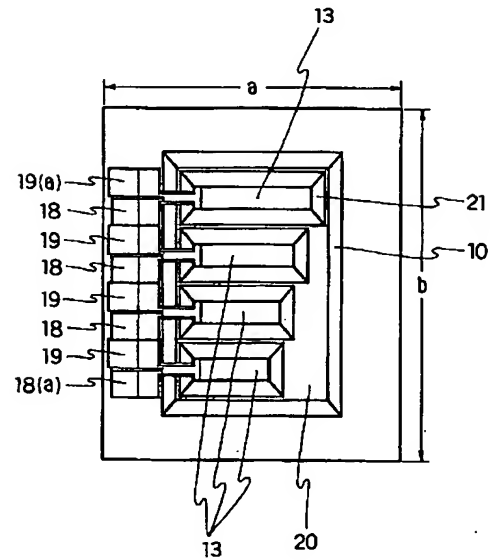
【図2】



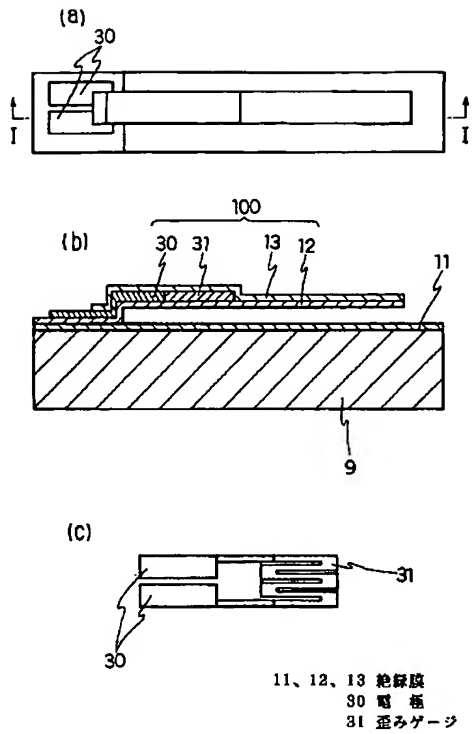
【図9】



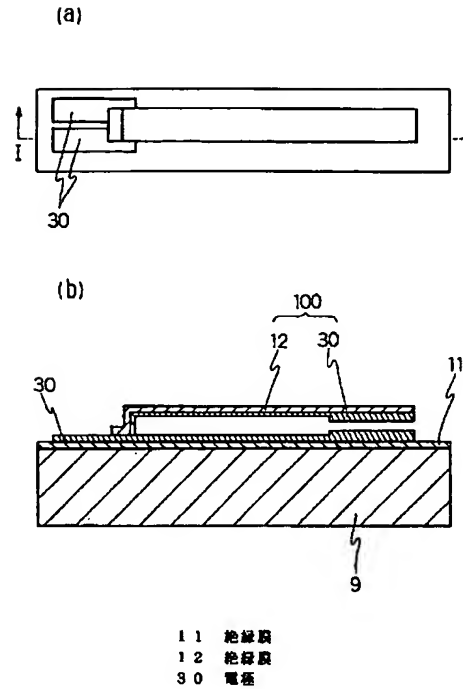
【図10】



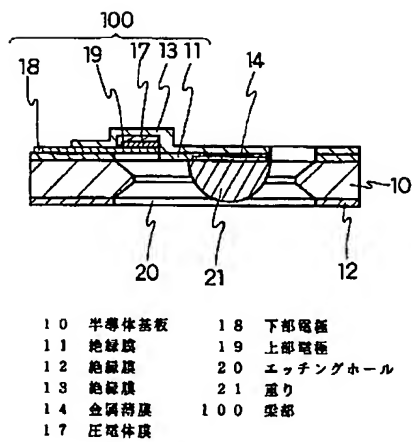
【図3】



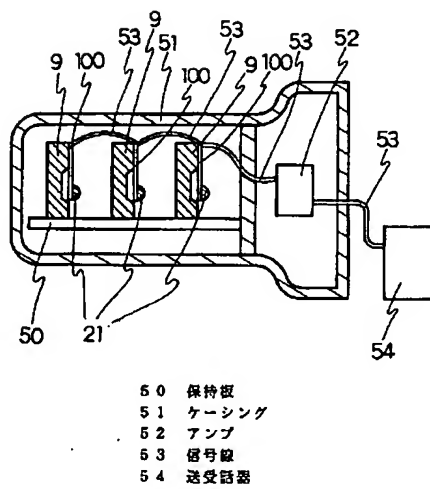
【図4】



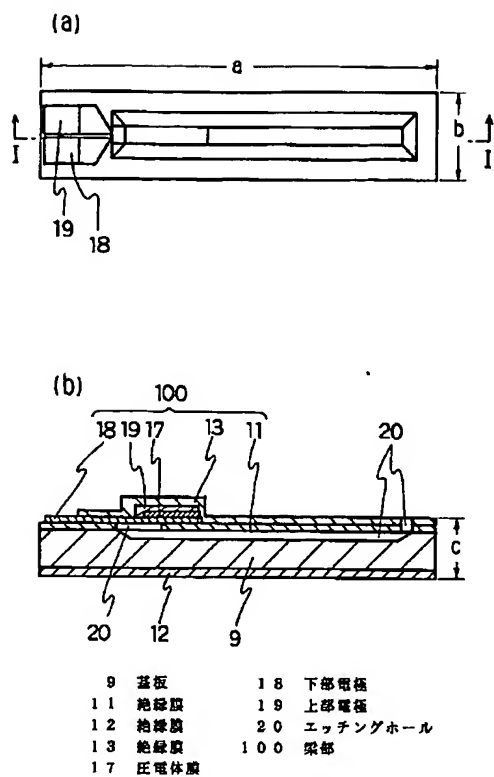
【図15】



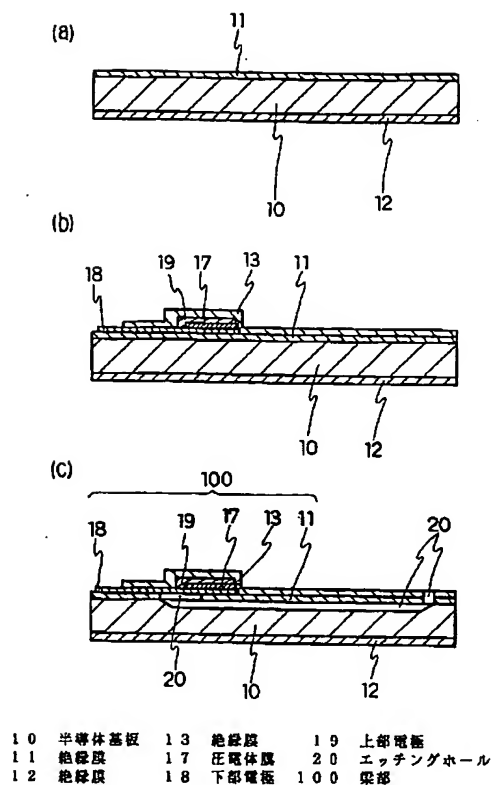
【図17】



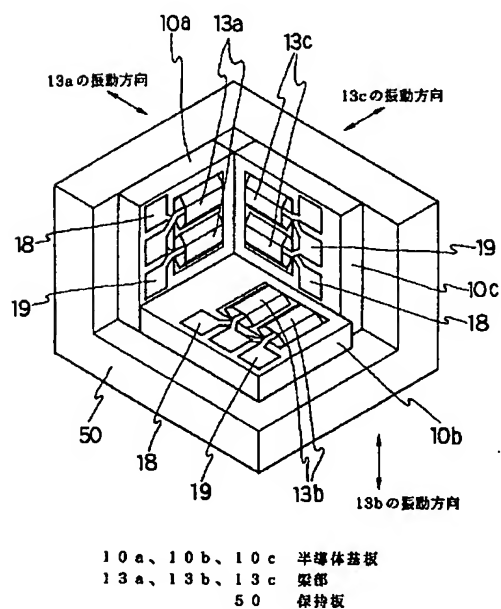
【図5】



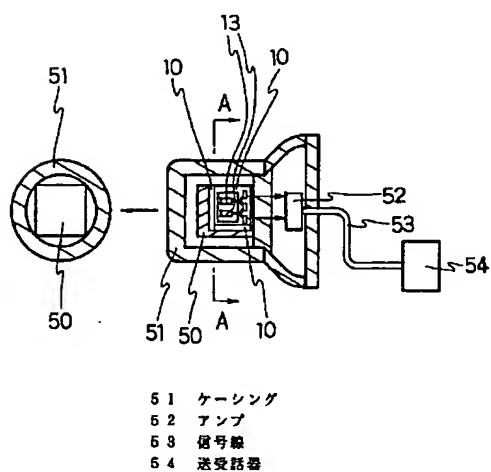
【図6】



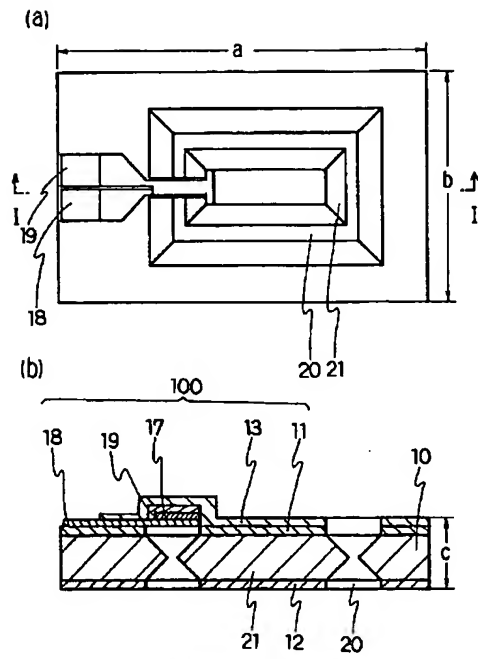
【図18】



【図19】

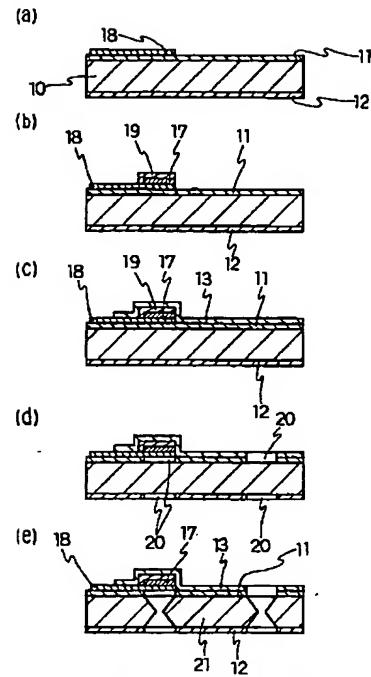


【図 7】



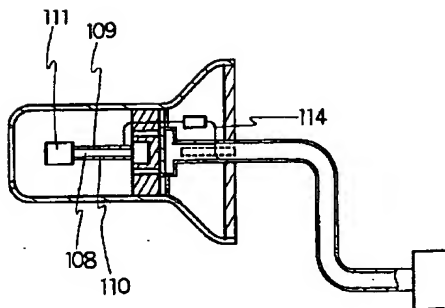
- |          |             |
|----------|-------------|
| 10 半導体基板 | 18 下部電極     |
| 11 絶縁膜   | 19 上部電極     |
| 12 絶縁膜   | 20 エッチングホール |
| 13 絶縁膜   | 21 重り       |
| 17 圧電体膜  | 100 梁部      |

【図 8】



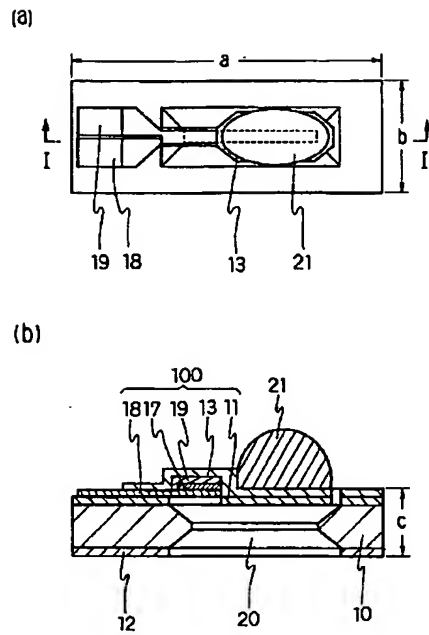
- |          |             |
|----------|-------------|
| 10 半導体基板 | 18 下部電極     |
| 11 絶縁膜   | 19 上部電極     |
| 12 絶縁膜   | 20 エッチングホール |
| 13 絶縁膜   | 21 重り       |
| 17 圧電体膜  |             |

【図 20】



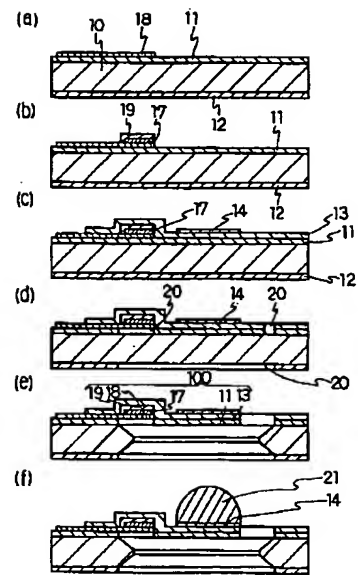
- |               |
|---------------|
| 108 セラミック圧電素子 |
| 109 出力端子      |
| 110 出力端子      |
| 111 おもり       |
| 114 増幅器       |

【図 11】



- |          |             |
|----------|-------------|
| 10 半導体基板 | 18 下部電極     |
| 11 絶縁膜   | 19 上部電極     |
| 12 絶縁膜   | 20 エッチングホール |
| 13 絶縁膜   | 21 重り       |
| 17 圧電体膜  | 100 梁部      |

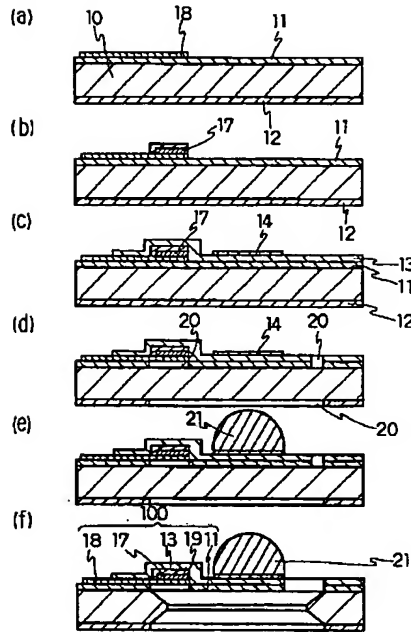
【図 12】



- |          |             |
|----------|-------------|
| 10 半導体基板 | 18 下部電極     |
| 11 絶縁膜   | 19 上部電極     |
| 12 絶縁膜   | 20 エッチングホール |
| 13 絶縁膜   | 21 重り       |
| 14 金属薄膜  | 100 梁部      |
| 17 圧電体膜  |             |

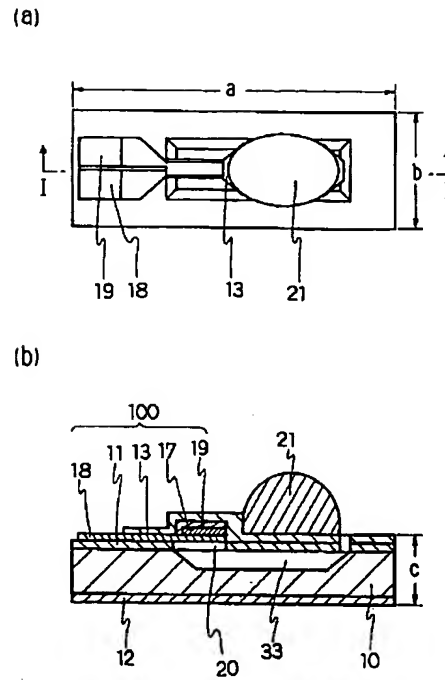


【図13】



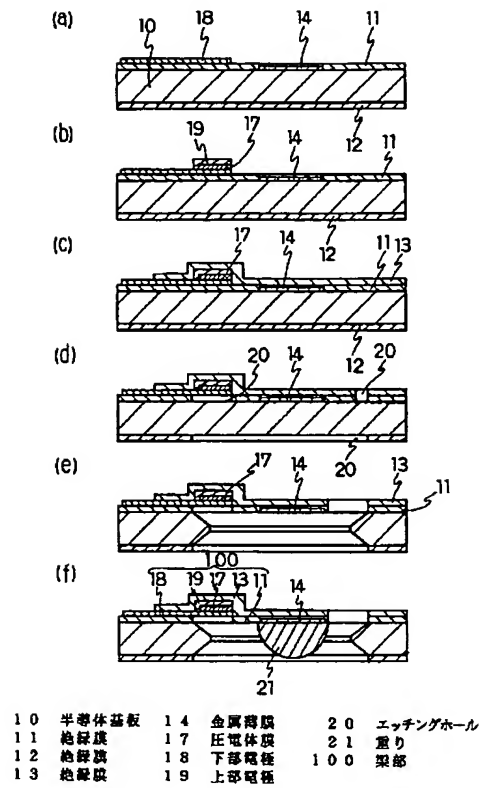
- |          |         |             |
|----------|---------|-------------|
| 10 半導体基板 | 14 金属薄膜 | 20 エッチングホール |
| 11 絶縁膜   | 17 圧電体膜 | 21 重り       |
| 12 絶縁膜   | 18 下部電極 | 100 梁部      |
| 13 絶縁膜   | 19 上部電極 |             |

【図14】



- |          |             |
|----------|-------------|
| 10 半導体基板 | 19 上部電極     |
| 11 絶縁膜   | 20 エッチングホール |
| 12 絶縁膜   | 21 重り       |
| 13 絶縁膜   | 33 空隙       |
| 17 圧電体膜  | 100 梁部      |
| 18 下部電極  |             |

【図16】



フロントページの続き

(72)発明者 沖 由香

鎌倉市大船五丁目1番1号 三菱電機株式  
 会社パーソナル情報機器開発研究所内

(72)発明者 黒田 英一

鎌倉市大船五丁目1番1号 三菱電機株式  
 会社パーソナル情報機器開発研究所内